

POWERED BY **Dialog**

---

**Basic Patent (Number,Kind,Date):** JP 4138783 A2 920513

**PATENT FAMILY:**

**Japan (JP)**

Patent (Number,Kind,Date): JP 4138783 A2 920513

X RAY TOMOGRAPH (English)

Patent Assignee: SHIMADZU CORP

Author (Inventor): SHIBATA KOICHI

Priority (Number,Kind,Date): JP 90262582 A 900928

Applic (Number,Kind,Date): JP 90262582 A 900928

IPC: \* H04N-005/325; A61B-006/02

JAPIO Reference No: ; 160412E000164

Language of Document: Japanese

✓ Patent (Number,Kind,Date): JP 2871053 B2 990317

Patent Assignee: SHIMADZU CORP

Author (Inventor): SHIBATA KOICHI

Priority (Number,Kind,Date): JP 90262582 A 900928

Applic (Number,Kind,Date): JP 90262582 A 900928

IPC: \* A61B-006/00; A61B-006/02; H04N-005/325

Language of Document: Japanese

INPADOC/Family and Legal Status

© 2004 European Patent Office. All rights reserved.

Dialog® File Number 345 Accession Number 10532340

POWERED BY **Dialog**

---

## X RAY TOMOGRAPH

**Publication Number:** 04-138783 (JP 4138783 A) , May 13, 1992

**Inventors:**

- SHIBATA KOICHI

**Applicants**

- SHIMADZU CORP (A Japanese Company or Corporation), JP (Japan)

**Application Number:** 02-262582 (JP 90262582) , September 28, 1990

**International Class (IPC Edition 5):**

- H04N-005/325
- A61B-006/02

**JAPIO Class:**

- 44.6 (COMMUNICATION--- Television)
- 28.2 (SANITATION--- Medical)
- 29.1 (PRECISION INSTRUMENTS--- Photography & Cinematography)

**JAPIO Keywords:**

- R115 (X-RAY APPLICATIONS)

**Abstract:**

**PURPOSE:** To prevent the blurring of a picture caused by the vibration of a reagent by switching the tube voltage of an X-ray tube to high and low during photographing one tomographic image, collecting a high tension tomographic image and a low tension tomographic image and performing dual subtraction processing between the obtained high tension tomographic image and low tension tomographic image.

**CONSTITUTION:** A switching circuit 22 in an X-ray control part 14 switches the supply voltage to a high voltage generator 21 to a high voltage value and to a low voltage value alternately according to a supplied pulse signal. Therefore, during an X-ray tube 2 and an X-ray image intensifier 3 move around on a cutted surface A, a high voltage X-ray and a low voltage X-ray are alternately exploded from X-ray tube 2, and the high tension photographing and low tension photographing are simultaneously performed with one tomographic image photographing. The high tension tomographic image and the low tension tomographic image obtained from adders K(sub 1) and K(sub 2) are outputted to a weighted subtracter 10. The dual energy subtraction processing is performed by this subtracter 10. A softening organ is eliminated by this differential processing, and the tomographic image where the only bone part is extracted is obtained. (From: *Patent Abstracts of Japan*, Section: E, Section No. 1256, Vol. 16, No. 412, Pg. 164, August 31, 1992 )

JAPIO

© 2004 Japan Patent Information Organization. All rights reserved.

Dialog® File Number 347 Accession Number 3773683

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 特 許 公 報 ( B 2 )

(11)特許番号

第2871053号

(45)発行日 平成11年(1999) 3月17日

(24)登録日 平成11年(1999) 1月 8 日

(51)Int.Cl. <sup>8</sup>	識別記号	F I
A 6 1 B 6/00	3 3 3	A 6 1 B 6/00 3 3 3
	3 2 0	3 2 0 A
6/02	3 0 0	6/02 3 0 0 F
H 0 4 N 5/325		6/00 3 5 0 S

請求項の数1(全 6 頁)

(21)出願番号	特願平2-262582	(73)特許権者	999999999 株式会社島津製作所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(22)出願日	平成2年(1990)9月28日	(72)発明者	柴田 幸一 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所三条工場内
(65)公開番号	特開平4-138783	(74)代理人	弁理士 杉谷 勉
(43)公開日	平成4年(1992)5月13日		
審査請求日	平成9年(1997)4月3日	審査官	小田倉 直人
		(56)参考文献	特開 昭57-75638 ( J P , A ) 特開 昭58-4533 ( J P , A ) 特開 昭63-290547 ( J P , A )
		(58)調査した分野(Int.Cl. <sup>8</sup> , D B名)	A61B 6/00 - 6/14

(54)【発明の名称】 X線断層撮影装置

1

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体に向けてX線を照射するX線管と、透過X線像を可視光像に変換するX線イメージインテンシファイヤおよび前記可視光像を撮像して映像信号を生成するX線テレビカメラとを被検体の体軸方向に沿って互いに反対方向に移動させ、移動過程で撮影した透視像を加算し、移動中心にある部位の断層像を撮影するX線断層撮影装置であって、1回の断層撮影中、前記X線テレビカメラの垂直同期信号に同期して、前記X線管の管電圧値を高電圧値と低電圧値とに交互に切り換えるX線制御部と、前記管電圧値が高圧値のときに得られたX線像(高圧像)と低電圧値のときに得られたX線像(低圧像)とをそれぞれ格納する画像メモリと、各高圧像と各低圧像とをそれぞれ別個に加算して高圧断層像および低圧断層像を得る加算手段と、前記高圧断層像と低圧断層

2

像とを重み付け減算処理してデュアルエネルギーサブトラクション像を得る減算手段と、前記デュアルエネルギーサブトラクション像を出力する出力手段とを備えたことを特徴とするX線断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

A.産業上の利用分野

この発明は、デュアルエネルギーサブトラクション撮影を行うX線断層撮影装置に関する。

B.従来技術

人体の軟部組織(筋肉等)や骨部のみを抽出した断層像を得る場合、デュアルエネルギーサブトラクション法と呼ばれる撮影方法がある。

これは、X線照射用のX線管と、透過X線像を記録するX線フィルムとを対向させたまま、被検体の体軸方向に沿って互いに反対方向に移動させ、移動過程でX線を

曝射してX線フィルム上に透過X線像を記録していく。記録されたX線像のうち、移動中心部位を透過したX線像は移動中、常にX線フィルムの同じ位置に記録されるため、その部位は鮮明な画像となり、移動中心よりも上下方向（体軸方向に垂直な方向）に位置する部位を透過したX線像は移動中、X線フィルムの異なった位置に記録されるためボケた像となる。つまり、あたかも移動中心部位のみが選択的に抽出されたような断層像が得られる。これは、単純撮影法と呼ばれる断層撮影法である。

さて、このような単純撮影法を用いてのデュアルエネルギーサブトラクション撮影では、まず、X線管の管電圧値を高圧値（例えば、120 [kv]）に設定して1枚目の断層像を撮影し、次に、管電圧値を低圧値（例えば、60 [kv]）に設定して2枚目の断層像を撮影する。撮影後、これら2枚のX線フィルムに記録されたX線断層像を画像読み取り装置等でデジタル化してコンピュータによる画像処理装置に入力し、デュアルエネルギーサブトラクション処理（重み付け差分処理）に実行する。

すなわち、高圧で撮影された断層像（高圧断層像）と、低圧で撮影された断層像（低圧断層像）とでは、X線照射量の違いから濃度に差が生じ、また、軟部組織と骨部とではX線吸収率の違いによるコントラストが生じる。したがって、高圧断層像の例えば軟部組織の濃度値と、低圧断層像の軟部組織の濃度値とが等しくなるように、高圧断層像全体に、ある係数を乗算（重み付け）した後、高圧断層像と低圧断層像とを差分処理すれば、軟部組織は消去され、骨部のみが抽出された断層像が得られる。前記の重み付けを骨部に対して行えば、逆に軟部組織のみが抽出された断層像が得られる。

また、上記X線フィルムの代わりに、イメージングプレートを上下2枚重ねにし、その間に銅板を挟んだものを用いてのデュアルエネルギーサブトラクション撮影法も実施されている。

これによると、被検体を透過したX線のうち低エネルギーX線による画像は1枚目のイメージングプレートに記録されるとともに、銅板を透過した高エネルギーX線による画像は2枚目のイメージングプレートに記録される。低エネルギーX線と高エネルギーX線とでは軟部組織と骨部とで吸収率が異なるので、上下のイメージングプレートには組織に応じた画像濃度差が生じる。この濃度差を上述の管電圧管の高／低圧値と等価と考えると、デュアルエネルギーサブトラクション処理を施すもので、各イメージングプレートに記録されたX線像をレーザ光を用いた画像読み取り装置（IPスキャナ）で走査してデジタル化し、画像処理装置に入力したあと、上述と同様なデュアルエネルギーサブトラクション処理を行って、軟部組織あるいは骨部のみが抽出された画像を得るものである。

#### C. 発明が解決しようとする課題

上述した従来例のうち、X線フィルムを用いた方法

は、最初に高圧断層像を撮影し、次に低圧断層像を撮影するため、両撮影を行うにあたって時間間隔が生じる。この時間間隔内に被検体の呼吸等による体動が生じると、両撮影画像に記録されるX線像に位置ズレが起き、デュアルエネルギーサブトラクション処理において、正確な差分画像を得ることができないという欠点がある。

これに対し、2枚のイメージングプレートを用いてデュアルエネルギーサブトラクション撮影を行う方法では、1回の撮影で濃度の異なる2枚の画像を得るから、2回にわたる撮影を行う必要がなく、被検体の体動による不都合は生じないが、2枚の画像はX線管の管電圧値を高／低に切り換えて得られたものではないので、1枚目のイメージングプレートに高エネルギーX線の影響による画像があらわれたり、銅板を通過したいくらかの低エネルギーX線の影響が2枚目のイメージングプレートにあらわれたりすることがある。そのため、デュアルエネルギー撮影のそれに比べ、両画像の濃度差は顕著なものにはならない。

したがって、両画像をデュアルエネルギーサブトラクション処理した際にも、軟部組織あるいは骨部の抽出能が低下し、十分なデュアルエネルギーサブトラクション処理効果を得ることができないという欠点がある。

この発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、1回の断層撮影でデュアルエネルギー撮影を行うことができるX線断層撮影装置を提供することを目的としている。

#### D. 課題を解決するための手段

この発明は上記目的を達成するにあたり、次のような構成を備える。

すなわち、被検体に向けてX線を曝射するX線管と、透過X線像を可視光像に変換するX線イメージインテンシファイヤおよび前記可視光像を撮像して映像信号を生成するX線テレビカメラとを被検体の体軸方向に沿って互いに反対方向に移動させ、移動過程で撮影した透視像を加算し、移動中心にある部位の断層像を撮影するX線断層撮影装置であって、1回の断層撮影中、前記X線テレビカメラの垂直同期信号に同期して、前記X線管の管電圧値を高電圧値と低電圧値とに交互に切り換えるX線制御部と、前記管電圧値が高圧値のときに得られたX線像（高圧像）と低電圧値のときに得られたX線像（低圧像）とをそれぞれ格納する画像メモリと、各高圧像と各低圧像とをそれぞれ別個に加算して高圧断層像および低圧断層像を得る加算手段と、前記高圧断層像と低圧断層像とを重み付け減算処理してデュアルエネルギーサブトラクション像を得る減算手段と、前記デュアルエネルギーサブトラクション像を出力する出力手段とを備えたことを特徴としている。

#### E. 作 用

この発明によれば、X線制御部が、1回の断層撮影中に、X線管の管電圧値を高圧値と低圧値とに交互に切り

換えてX線撮影を行うので、画像メモリにはそれぞれの管電圧値による画像（高圧像、低圧像）が格納される。

高圧像および低圧像は、それぞれ加算手段によって加算され、X線管とX線テレビカメラの移動中心に相当する部位のみが鮮明な像（断層像）が得られる。

その高圧および低圧断層像は、減算手段で差分処理され、デュアルエネルギーサブトラクション像が抽出される。

#### F.実施例

以下、この発明の実施例を図面に基づいて説明する。

第1図は、X線断層撮影装置の概略構成を示したブロック図である。

この装置は、被検体Mの目的とする層のみをX線像とする、いわゆる、単純撮影法を可能とする装置である。

被検体Mが仰臥するベッド1の上下位置に、X線を曝射するX線管2と、透過X線を検出するX線イメージインテンシファイア3とが対向状態で配されている。X線管2は支持アーム4によって回動自在に、X線イメージインテンシファイア3は移動機構5によって水平動自在に構成されており、これらは、対向姿勢を保ったまま、被検体Mの体軸に沿ってそれぞれ反対方向に移動するようになっている。

この場合、ベッド1は固定され、したがって、被検体Mの位置も固定された状態にある。

その状態で、X線管2とX線イメージインテンシファイア3とを移動させながらのX線撮影を行うと、移動中心の水平面A（裁断面A）に位置する部位を透過したX線像は、常にX線イメージインテンシファイア3上の同じ位置に入射するが、裁断面Aより離れた位置にある部位はズレた位置に入射しボケ像となる。このため、裁断面A上の部位のみが鮮明に写り、撮影目標部位だけが抽出されたような可視光像がX線イメージインテンシファイア3から出力される。

X線イメージインテンシファイア3の出力光像は、X線TVカメラ6で映像信号に変換され、以下に説明する画像処理系に送られる。

図中、符号7は映像信号をデジタル信号に変換するA/D変換器、8はX線TVカメラ6の出力信号から垂直同期信号を取り出す垂直同期信号分離回路、9はデジタル画像データを記憶する画像メモリで、複数枚のフレームメモリで構成されている。

符号SWは、画像メモリ9内の画像データの出力先を切り換えるスイッチ、 $K_1$ 、 $K_2$ は複数枚の画像データの加算処理を行う加算器である。

符号10は加算器 $K_1$ 、 $K_2$ で加算された各画像データの重み付け差分処理（デュアルエネルギーサブトラクション処理）を行う減算器、11はデュアルエネルギーサブトラクション処理後の画像データを一時記憶する表示用メモリ、12は表示用メモリ11内の画像データをアナログ信号に変換するD/A変換器、15はサブトラクション像を表示

するモニタディスプレイである。

符号13は前記画像メモリ9の読み出し制御および、スイッチSWの切り換え制御、X線管2とX線イメージインテンシファイア3との移動制御を行うとともに、垂直同期信号分離回路8で取り出された垂直同期信号に同期したパルス信号を出力するコントローラ、14はX線管2へX線曝射用の高電圧を供給するX線制御部で、コントローラ13からのパルス信号に応じて、その供給電圧を高/低に切り換えるように構成されている。

このX線制御部14は、例えば、第2図の簡略図に示すように、高電圧変圧器20からの出力交流電圧を昇圧・整流して直流高電圧を発生する高電圧発生装置21と、高電圧変圧器20の出力電圧を高/低に切り換えるスイッチング回路22とを備えたもので、スイッチング回路22は、コントローラ13からのパルス信号によってスイッチング動作を行い、これに応じて高電圧発生装置21から、高/低の直流高電圧がX線管2に供給されるようになっている。

なお、X線制御部14の構成はこの例に限らず、種々の形態のものがあるが、それぞれのものについても同様にしてスイッチング回路22を備えることは可能である。

次に、上述したX線断層撮影装置の動作について、第3図の波形図も参照しながら説明する。

垂直同期信号分離回路8は、X線TVカメラ6の出力信号から、垂直同期信号S1（第3図（a）参照）を取り出して、コントローラ13に出力する。

コントローラ13は、その垂直同期信号S1に同期したパルス信号をX線曝射開始信号としてX線制御部14に出力すると同時に、X線管2とX線イメージインテンシファイア3の移動を開始する。

X線制御部14内のスイッチング回路22は、与えられたパルス信号に応じて、高電圧発生装置21への供給電圧を高圧値（例えば、120[kV]）と、低圧値（例えば、60[kV]）とに交互に切りえる。これにより、X線管2には、第3図（b）の波形図に示すような高/低に交互に切り換わる電圧が印加される。

一方、X線管2は支持アーム4の回動により、第1図中符号Oの位置から、O'の位置に向かって移動を開始し、X線イメージインテンシファイア3はX線管2と対向姿勢を保持したまま水平移動を開始する。

したがって、X線管2とX線イメージインテンシファイア3が裁断面Aを中心に移動する間、X線管2からは、X線TVカメラ6の垂直同期信号に同期したパルス間隔で、高電圧X線と低電圧X線とが交互に曝射され、1回の断層撮影（X線管2がO点からO'点に向かって1回移動する間）で高圧撮影と低圧撮影とが同時に行われる。

被検体Mを交互に透過した高電圧X線像と低電圧X線像は、X線イメージインテンシファイア3によって可視光像に変換され、X線TVカメラ6で撮像された後、アナ

ログ映像信号(第3図(c)参照)となって、A/D変換器7に送られる。

A/D変換器7でデジタル信号に変換された各画像データは次々と画像メモリ9の各フレームメモリ内に書き込まれる。

ここで、画像メモリ9を構成している各フレームメモリに通し番号を付け、例えば、No.1のフレームメモリに高電圧X線像が書き込まれると、No.2のフレームメモリには低電圧X線像が、No.3のフレームメモリには高電圧X線像が、No.4のフレームメモリには低電圧X線像が、……というように、交互に高電圧X線像と低電圧X線像が記憶される。

1回の断層撮影終了後(あるいは、撮影中)、コントローラ13は画像メモリ9に対して、1フレームずつの画像データの読み出しを開始するとともに、読み出し毎にスイッチSWを交互に切り換える。

これにより、フレームメモリのNo.1、No.3、…の高電圧X線像は例えば加算器 $K_1$ に、フレームメモリのNo.2、No.4、…の低電圧X線像は例えば加算器 $K_2$ に、というように交互にそれぞれ出力される。

加算器 $K_1$ は、与えられた複数枚の高電圧X線像の各々対応する同一画素の画像データ同士を加算する。加算された画像のうち、裁断面A以外の部位の像はボケ像となり、裁断面Aの部位は鮮明な像となる。すなわち、前述の単純撮影法による像と等価な断層像が得られる。

加算器 $K_2$ で加算された複数枚の低電圧X線像も同様で、裁断面Aの部位だけが鮮明な断層像となり、あたかも目標部位だけが抽出されたような断層像が得られる。

加算器 $K_1$ で得られた高電圧X線による断層像(以下、高圧断層像という)と、加算器 $K_2$ で得られた低電圧X線による断層像(以下、低圧断層像という)は重み付け減算器10に出力される。

この重み付け減算器10は、従来と同様にしてデュアルエネルギーサブトラクション処理を行う。

すなわち、高圧断層像の例えば軟部組織の濃度値と、低圧断層像の軟部組織の濃度値とが等しくなるように、高圧断層像全体に、ある係数を乗算(重み付け)し、かつ、重み付けされた高圧断層像と低圧断層像との同一画素の画像データの差分を算出する。

この差分処理により、軟部組織は消去され、骨部のみが抽出された断層像が得られる。前記の重み付けを骨部

に対して行えば、逆に軟部組織のみが抽出された断層像が得られる。

このデュアルエネルギーサブトラクション像は、表示用メモリ11に一時蓄えられた後、D/A変換器12でアナログの映像信号に変換されてモニタディスプレイ15に表示される。

なお、上述した実施例では説明しなかったが、加算器 $K_1$ 、 $K_2$ による加算処理の際に、画像をシフト操作することで、任意の断層像を得ることができる。

つまり、画像中心からX線系(X線管1、X線イメージインテンシファイア2など)の移動方向に沿って左右等間隔にズレた位置にある画像データ同士を互いに加算するように各画像をシフトすれば、移動中心面から上下位置にある部位の鮮明な断層像が得られる。任意の断層面を選択する場合には、画像中心からのズレ位置を任意に選択することによって行う。

#### G.発明の効果

以上の説明から明らかなように、この発明のX線断層撮影装置によると、1回の断層撮影中にX線管の管電圧を高・低に切り換えて、高圧断層像と低圧断層像を収集するから、得られた高圧断層像と低圧断層像との間でデュアルサブトラクション処理を行うことにより、1回の断層撮影で軟部組織あるいは骨部のみが抽出された画像を得ることができる。

したがって、従来のX線フィルムを用いた撮影のように被検体の体動による画像のブレがなく、また、デュアルエネルギー撮影であるからイメージングプレートを用いた撮影に比べ軟部組織あるいは骨部の抽出能が向上し、高品質なデュアルサブトラクション像を得ることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

第1図ないし第3図はこの発明の一実施例に係り、第1図はX線断層撮影装置の概略構成を示したブロック図、第2図はX線管電圧の切り換え構成例を示した図、第3図は第1図における各部の波形図である。

2……X線管

3……X線イメージインテンシファイア

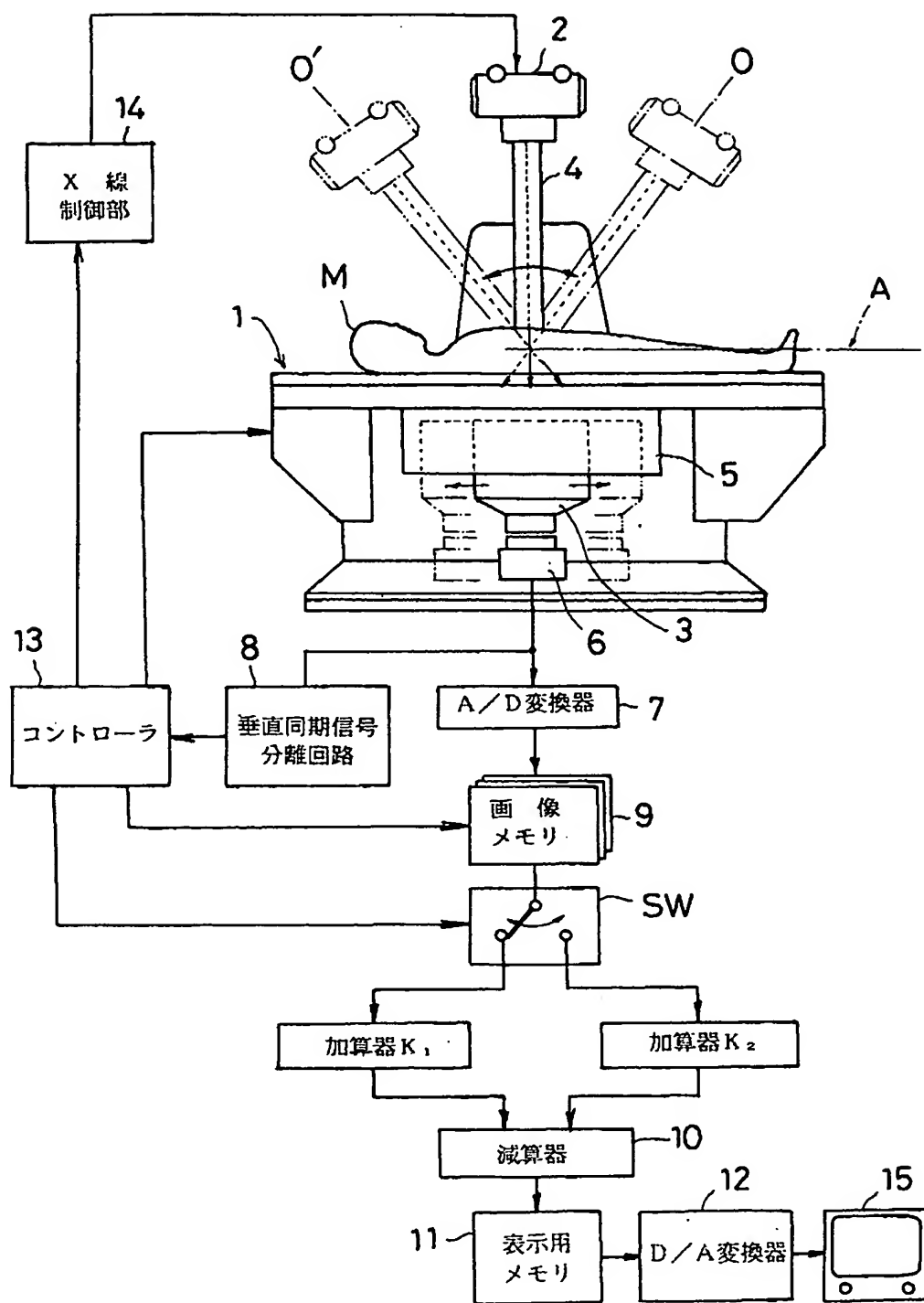
6……X線TVカメラ、8……A/D変換器

9……画像メモリ、10……重み付け減算器

13……コントローラ、14……X線制御部

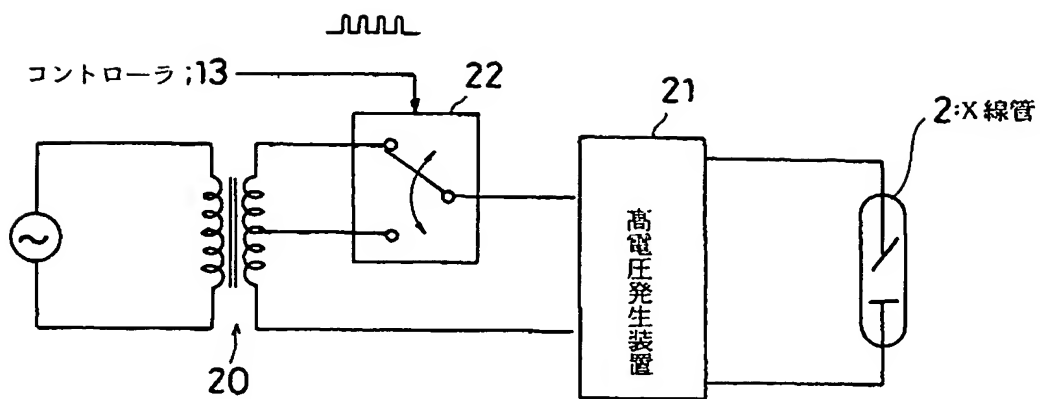
15……モニタディスプレイ

【第1図】





【第2図】



【第3図】

